

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013年5月10日(10.05.2013)



(10) 国際公開番号
WO 2013/065147 A1

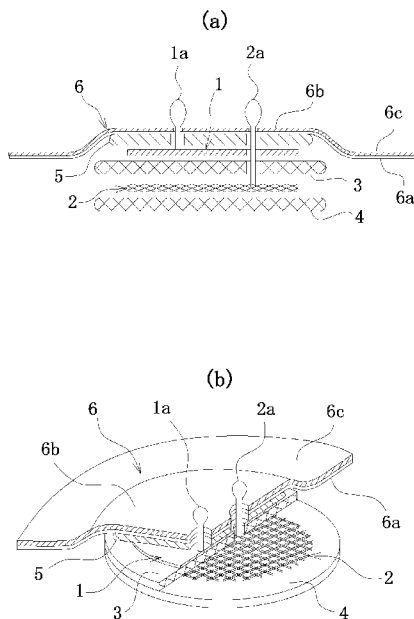
- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0428 (2006.01) A61B 5/0408 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/075313
- (22) 国際出願日: 2011年11月2日(02.11.2011)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): ニプロ株式会社(NIPRO CORPORATION) [JP/JP]; 〒5318510 大阪府大阪市北区本庄西3丁目9番3号 Osaka (JP). 原田電子工業株式会社(HARADA ELECTRONICS CO., LTD.) [JP/JP]; 〒0630052 北海道札幌市西区宮の沢2条5丁目3番地5号 Hokkaido (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 佐野 嘉彦(SANO, Yoshihiko) [JP/JP]; 〒5318510 大阪府大阪市北区本庄西3丁目9番3号 ニプロ株式会社内 Osaka (JP). 原田 証英(HARADA, Masahide) [JP/JP]; 〒0630052 北海道札幌市西区宮の沢2条5丁目3番地5号 原田電子工業株式会社内 Hokkaido (JP).
- (74) 代理人: 藤谷 史朗, 外(FUJITANI, Shiro et al.); 〒1040061 東京都中央区銀座2丁目8番9号木挽館銀座ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: ELECTROCARDIOGRAPH AND BIOELECTRODE PAD

(54) 発明の名称: 心電計および生体用電極パッド

[図1]



(57) Abstract: [Problem] To provide an electrocardiograph capable of stably measuring an electrocardiac signal without being disturbed by body motion noise. [Solution] An electrocardiograph measures an electrocardiac signal by processing electric signals detected by using a plurality of bioelectrode pads attached to the skin of a living body and is characterized as follows. The bioelectrode pads each comprises: a plurality of sheets of electrodes disposed by being stacked on each other; conductive gel sheets disposed alternately with the sheets of electrodes and interposed between the electrodes; and a dynamic pressure stabilizing plate disposed by being stacked in a stacked direction of the sheets of electrodes, on the side opposite to the side of the skin, outside the sheets of electrodes. The electrocardiograph comprises: a first differential circuit for obtaining an electrocardiac source signal by taking the difference between signals each obtained from any one of the electrodes of each of two bioelectrode pads among the plurality of bioelectrode pads; a second differential circuit for obtaining a body motion noise signal by taking the difference between signals obtained from any two of the electrodes of each of said two bioelectrode pads; and a body motion noise removing circuit for removing the low frequency components of the body motion noise signal of each of said two bioelectrode pads from the electrocardiac source signal.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2013/065147 A1



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

— 補正された請求の範囲及び説明書 (条約第 19 条(1))

【課題】 体動ノイズに妨げられずに心電信号を安定して計測し得る心電計を提供することにある。 【解決手段】 生体の皮膚に装着される複数の生体用電極パッドを用いて検出した電気信号を処理して心電信号を計測する心電計において、前記複数の生体用電極パッドが各々、互いに積層配置された複数枚の電極と、前記複数枚の電極と交互に配置されてそれらの電極間に介在する導電ゲルシートと、前記複数枚の電極の積層方向で前記皮膚側と反対側の、それら複数枚の電極の外側に積層配置された動圧安定板とを具え、前記心電計が、前記複数の生体用電極パッドのうちの二つの生体用電極パッドのそれぞれの、何れか一つの電極からの信号同士を差分をとって原心電信号を求める第 1 の差分回路と、前記二つの生体用電極パッドのそれぞれについて、何れか二つの電極からの信号同士を差分をとって体動ノイズ信号を求める第 2 の差分回路と、前記二つの生体用電極パッドのそれぞれの体動ノイズ信号の低周波成分を前記原心電信号から除去する体動ノイズ除去回路とを具えることを特徴としている。

明 細 書

発明の名称：心電計および生体用電極パッド

技術分野

[0001] この発明は、心電計およびその心電計に用いられて心電信号を計測するために生体の皮膚に装着される生体用電極パッドに関し、特に、体動ノイズに妨げられずに心電信号を安定して計測し得る心電計および生体用電極パッドに関するものである。

背景技術

[0002] 従来、心電計および生体用電極パッドとしては、例えば本願出願人が先に提案した特許文献1記載のものが知られており、ここにおける心電計は、各々生体の所定部位の皮膚表面に接触する互いに面積の異なる複数の電極を持つ複数の生体用電極パッドを用い、この電極パッドを生体の皮膚表面に接触させて、それらの電極パッドの何れか一つの電極からの信号同士との差分をとることで原心電信号を求めるとともに、それらの電極パッドのそれぞれについて相対的に面積の小さい方の電極と面積の大きい方の電極とからの信号同士との差分をとることで体動ノイズ信号を求め、それらの体動ノイズ信号の低周波成分を原心電信号から除去することで、体動ノイズに妨げられずに心電信号を計測し得るようにしたものである。なお、体動ノイズ信号は、電極と導電ゲルとの間や導電ゲルと皮膚表面との間に生ずる分極電位やインピーダンスが体動によって変動することで発生する。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2006-231020号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] ところで、上記従来、心電計および生体用電極パッドについて本願発明者がさらに研究を進めたところ、以下の如き課題が新たに知見された。すなわ

ち、上記従来の電極パッドでは、体動ノイズ信号を電極の面積差によって求めていたことから、電極パッドの実用的な大きさの制約上、面積が狭い方の電極から必ずしも十分なレベルの体動ノイズ信号を得ることができず、それゆえ、その生体用電極パッドを用いた上記従来の心電計では、体動ノイズ信号の増幅率の設定が難しいため、心電信号から体動の影響を充分には排除し得ていなかった。

[0005] そしてこの点につきさらに検討したところ、間に導電ゲルシートを介在させて電極パッドの厚さ方向に複数の電極を重ねることで、体動ノイズ信号と原心電信号とがそれぞれ十分なレベルで得られるということが判明した。

課題を解決するための手段

[0006] この発明は、上述の点に鑑みて従来の心電計および生体用電極パッドの課題を有利に解決するものであり、この発明の心電計は、生体の皮膚に装着される複数の生体用電極パッドを用いて検出した電気信号を処理して心電信号を計測する心電計において、前記複数の生体用電極パッドが各々、互いに積層配置された複数枚の電極と、前記複数枚の電極と交互に配置されてそれらの電極間に介在する導電ゲルシートと、を具え、前記心電計が、前記複数の生体用電極パッドのうちの一つの生体用電極パッドのそれぞれの、何れか一つの電極からの信号同士の差分をとって原心電信号を求める第1の差分回路と、前記二つの生体用電極パッドのそれぞれについて、何れか二つの電極からの信号同士の差分をとって体動ノイズ信号を求める第2の差分回路と、前記二つの生体用電極パッドのそれぞれの体動ノイズ信号の低周波成分を前記原心電信号から除去する体動ノイズ除去回路と、を具えることを特徴とするものである。

[0007] また、この発明の生体用電極パッドは、前記心電計用の生体用電極パッドにおいて、互いに積層配置された複数枚の電極と、前記複数枚の電極と交互に配置されてそれらの電極間に介在する導電ゲルシートと、を具えることを特徴とするものである。

発明の効果

- [0008] かかる心電計および生体用電極パッドにあっては、生体の所定部位の皮膚表面に当該生体用電極パッドを装着すると、当該電極パッドの複数枚の電極が、互いに重なり合った状態で皮膚表面に押さえ付けられ、かつ、それらの電極間に導電ゲルシートが介在しているので互いに直列に接続された状態となって、それぞれ十分な面積で信号を検出して出力する。これにより、電極と皮膚との間に挟まれる電極が出力する信号の電圧は、皮膚側と反対側の外側の電極が出力する信号の電圧に対して、電極および導電ゲルシートの枚数で定まる所定の割合で低下したものとなる。
- [0009] 従って、この発明の生体用電極パッドによれば、例えば、皮膚側と反対側の外側の電極を体動ノイズ検出電極とするとともに電極と皮膚との間に挟まれる電極を原心電信号検出電極としたり、あるいは皮膚側と反対側の外側の電極を原心電信号検出電極とするとともに電極と皮膚との間に挟まれる電極を体動ノイズ検出電極としたりすることで、それらの電極でそれぞれ十分なレベルの体動ノイズ信号と原心電信号とを検出することができ、しかも電極と皮膚との間に挟まれる電極からの信号を、皮膚側と反対側の外側の電極が出力する信号の電圧に対して電極および導電ゲルシートの枚数で定まる所定の割合で低下したものとすることができる。
- [0010] また、この発明の生体用電極パッドを用いたこの発明の心電計によれば、上述の如くして十分なレベルの体動ノイズ信号と原心電信号とを得ることができ、しかも体動ノイズや原心電信号の増幅率の設定も容易に行い得て、心電信号から体動の影響を十分に排除することができる。
- [0011] なお、この発明の心電計においては、前記二つの生体用電極パッドが各々、互いに積層配置された三枚の電極を有し、前記第1の差分回路は、それら三枚の電極のうちの中間に位置する電極からの信号同士の差分をとって原心電信号を求め、前記第2の差分回路は、それら三枚の電極のうちの外側に位置する電極からの信号同士の差分をとって体動ノイズ信号を求めることとすると好ましい。
- [0012] このようにすれば、両外側に位置する電極の一方が皮膚表面に最も近い電

極となり、他方が皮膚表面から最も離れた電極となることから、それらの電極の間に体動ノイズ信号の電圧が検出されることになり、中間に位置する電極には原心電信号と、体動ノイズ信号の1/2のレベルの電圧が検出されることになるので、中間に位置する電極で検出される体動ノイズ信号は全て両外側に位置する電極で検出することができ、従って各生体用電極パッドについて原心電信号から体動ノイズ信号を効果的に排除することができる。

[0013] 一方、この発明の生体用電極パッドにおいては、前記複数枚の電極の積層方向で皮膚側の、それら複数枚の電極の外側に積層配置された導電ゲルシートをさらに具えることとすると好ましい。

[0014] このようにすれば、皮膚表面に最も近い電極と皮膚表面との間にも導電ゲルシートが介在するので、皮膚表面に最も近い電極でも体動ノイズ信号を検出することができ、また、電極を導電ゲルシートでカバーすることができる。

[0015] また、この発明の生体用電極パッドにおいては、前記複数枚の電極のうち少なくとも前記導電ゲルシートで挟まれる電極は、網状をなすものかまたは布状等の多孔性のものであると好ましい。

[0016] このようにすれば、その網状または多孔性の電極を導電ゲルが貫通することによってその電極の両側の導電ゲルシートの特性が揃うので、心電計において体動ノイズや原心電信号の増幅率の設定を容易に行うことができ、また平板状の電極と比較して電極と導電ゲルシートとの接触面積が増大し、しかも電極が皮膚表面に沿って柔軟に変形するので、この点からも信号の検出レベルを高めることができる。

[0017] そして、この発明の生体用電極パッドにおいては、前記複数枚の電極の積層方向で皮膚側と反対側の、電極外側に積層配置されて前記電極と前記導電ゲルシートとを積層状態に保持する中間部と、前記中間部に連なって、前記複数枚の電極の延在方向でそれら電極と導電ゲルシートとの外側に位置するとともに粘着性の表面を有し、前記中間部が保持した前記電極と前記導電ゲルシートとを生体の所定部位の皮膚表面に装着する端部と、を有する装着シ

ートをさらに具えていると好ましい。

[0018] このようにすれば、複数枚の電極の積層方向で皮膚側と反対側の電極の外側に積層配置された装着シートの中間部で、電極と導電ゲルシートとを積層状態に保持し、それら複数枚の電極の延在方向で電極と導電ゲルシートとの外側に位置するとともに粘着性の表面を有する端部で、上記中間部が保持した電極と導電ゲルシートとを生体の所定部位の皮膚表面に装着するので、電極と導電ゲルシートとを積層状態で、生体の所定部位の皮膚表面上に確実に維持することができる。

図面の簡単な説明

[0019] [図1] (a) および (b) は、この発明の生体用電極パッドの一実施例を示す断面図および一部切り欠き斜視図である。

[図2]上記実施例の生体用電極パッドを用いた、この発明の心電計の一実施例の構成を示すブロック線図である。

[図3] (a) は、上記実施例の生体用電極パッドの構成を簡略化して示す説明図、(b) は、その実施例の生体用電極パッドの作用を示す説明図である。

[図4] (a) および (b) は、上記実施例の生体用電極パッドの一変形例を示す一部切り欠き斜視図および断面図である。

[図5]この発明の生体用電極パッドの他の一実施例を示す断面図である。

[図6]上記実施例の生体用電極パッドを用いた、この発明の心電計の他の一実施例の構成を示すブロック線図である。

[図7]上記実施例の生体用電極パッドの作用を示す説明図である。

[図8]上記実施例の心電計による心電信号の計測結果を示す説明図である。

発明を実施するための形態

[0020] 以下、本発明の実施の形態を実施例によって、図面に基づき詳細に説明する。ここに、図1 (a) および (b) は、この発明の生体用電極パッドの一実施例を示す断面図および一部切り欠き斜視図である。

[0021] この実施例の生体用電極パッドは、図1に示すように、互いに積層配置された二枚の電極1、2と、それら二枚の電極1、2と交互に配置されてそれ

らの電極 1, 2 間および皮膚側で電極 2 の外側 (図では下側) に介在する二枚の導電ゲルシート 3, 4 と、二枚の電極 1, 2 の積層方向で皮膚側と反対側の、それら二枚の電極 1, 2 の外側 (図では上側) に積層配置された動圧安定板 5 と、を具えるとともに、それら動圧安定板 5 と電極 1, 2 と導電ゲルシート 3, 4 とをその積層状態で、図ではそれらの下側に位置する生体の所定部位の図示しない皮膚表面に装着する装着シート 6 を具えている。

[0022] この装着シート 6 は、通常非導電性材料からなり、概ね円形をなすとともに裏面 (図では下面) 全体に粘着材層 6 a を持つものであり、上記二枚の電極 1, 2 の積層方向で皮膚側と反対側の動圧安定板 5 の外側 (図では上側) に積層配置されて動圧安定板 5 と電極 1, 2 と導電ゲルシート 3, 4 とを粘着材層 6 a によって積層状態で保持する中間部 6 b と、その中間部 6 b に連なり、それら二枚の電極 1, 2 の延在方向 (図では左右方向) でそれら動圧安定板 5 と電極 1, 2 と導電ゲルシート 3, 4 との外側に位置するとともに下面に中間部 6 b が保持した動圧安定板 5 と電極 1, 2 と導電ゲルシート 3, 4 とを、図ではそれらの下側に位置する生体の所定部位の図示しない皮膚表面に粘着材層 6 a によって固定する外周端部 6 c と、を有している。

[0023] ここで、電極 1 は、電極 2 との間に導電ゲルシート 3 が介在するので体動による導電ゲルの発生ノイズが大きいいため体動ノイズ信号検出電極とし、電極 2 は、皮膚表面との距離が電極 1 より小さいため原心電信号検出電極とするのが好ましいが、電極 1 を原心電信号検出電極とするとともに電極 2 を体動ノイズ信号検出電極としても、体動ノイズ信号と原心電信号とを検出することは可能である。

[0024] 動圧安定板 5 は、全体として例えばプラスチック製の基材により形成されて概ね円板状をなしている。また、電極 1 は、全体として例えばプラスチック製の基材により形成されて概ね平板状をなすとともに、その上面から突出する接続端子 1 a を有し、その平板状部分および接続端子 1 a の表面が、良導電性金属である例えば塩化銀メッキにより被覆されており、その電極 1 の接続端子 1 a の軸部は外周面を絶縁被覆され、接続端子 1 a の先端部は、動

圧安定板 5 の貫通孔および装着シート 6 の中間部 6 b の貫通孔に裏側から挿通されて装着シート 6 の表側に突出している。

[0025] 一方、電極 2 は、全体として例えば金属線により形成されて概ね網状をなすとともに、その上面から突出する接続端子 2 a を有し、その網状部分および接続端子 2 a の表面が、良導電性金属である例えば塩化銀メッキにより被覆されており、その電極 2 の接続端子 2 a の軸部は外周面を絶縁被覆され、接続端子 2 a の先端部は、導電ゲルシート 3 と電極 1 と動圧安定板 5 との貫通孔および装着シート 6 の中間部 6 b の貫通孔に裏側から挿通されて装着シート 6 の表側に突出している。

[0026] 導電ゲルシート 3, 4 は、各々電極 1, 2 により大きい円板状をなすとともに粘着性を持つ通常のものであり、導電ゲルシート 3 はその周辺部で動圧安定板 5 に粘着して電極 1 を動圧安定板 5 との間に挟持固定し、導電ゲルシート 4 はその周辺部で導電ゲルシート 3 に粘着して電極 2 を導電ゲルシート 3 との間に挟持固定する。

[0027] さらに、この実施例の生体用電極パッドには、当該電極パッドの不使用时に上記装着シート 6 の外周端部 6 c の粘着材層 6 a と外側の導電ゲルシート 4 との全体を覆って保護するように、粘着材層 6 a および導電ゲルシート 4 から剥がしやすい表面処理がされた通常のフィルムからなる図示しない剥離シートが設けられている。

[0028] 図 2 は、上記実施例の生体用電極パッドを用いた、この発明の心電計の一実施例の構成を示すブロック線図であり、この実施例の心電計は、図 2 に示すように、上記実施例の二つの生体用電極パッドのそれぞれの電極 2 からの信号同士の差分をとって増幅し、それを原心電信号として出力する、第 1 の差分回路としての第 1 の差動アンプ 1 1 と、それら二つの生体用電極パッドのそれぞれについて、電極 1 と電極 2 とからの信号同士の差分をとって増幅し、それを体動ノイズ信号として出力する二つの、第 2 の差分回路としての第 2 の差動アンプ 1 2, 1 3 と、それら二つの第 2 の差動アンプ 1 2, 1 3 から出力される上記二つの生体用電極パッドのそれぞれの体動ノイズ信号の

低周波成分を取り出す二つのローパスフィルタ（例えばカットオフ周波数40 Hzのもの14, 15および、それらの体動ノイズ信号の低周波成分をそれぞれ上記原心電信号から除去したものを増幅して出力する二つの差動アンプ16, 17からなる体動ノイズ除去回路と、を具えている。

[0029] 上記実施例の生体用電極パッドにあっては、図3(a)に示すように、生体の所定部位の皮膚表面Sに当該生体用電極パッドを装着すると、図3(b)に示すように、当該電極パッドの二枚の電極1, 2が、互いに重なり合った状態で動圧安定板5により皮膚表面Sに押さえ付けられ、かつ、それらの電極1, 2間および電極2と皮膚表面Sとの間に導電ゲルシート3, 4が介在しているので、二枚の電極1, 2が互いに直列に接続された状態となって、それぞれ十分な面積で信号を検出して出力する。これにより、間に挟まれた電極2が出力する体動ノイズ信号の電圧 V_N は、最も外側の電極1が出力する体動ノイズ信号の電圧 $2V_N$ に対して、ここでの電極1, 2および導電ゲルシート3, 4の枚数で定まる所定の割合、すなわち $1/2$ に低下したものとなる。

[0030] 従って、この実施例の生体用電極パッドによれば、最も外側の電極1を体動ノイズ検出電極とするとともに内側の電極2を原心電信号検出電極とすることで、それらの電極1, 2でそれぞれ十分なレベルの体動ノイズ信号電圧 V_N と原心電信号電圧 V_{HN} とを検出することができ、しかも内側の電極2からの体動ノイズ信号の電圧 V_N を、最も外側の電極1が出力する体動ノイズ信号の電圧 $2V_N$ に対して、電極1, 2および導電ゲルシート3, 4の枚数で定まる所定の割合である $1/2$ に低下したものとすることができる。

[0031] そして上記実施例の心電計にあっては、第1の差動アンプ11が、上記実施例の二つの生体用電極パッドのそれぞれの電極2からの信号同士の差分をとって原心電信号を求め、また第2の差動アンプ12, 13が、上記実施例の二つの生体用電極パッドのそれぞれについて、電極1と電極2とからの信号同士の差分をとって上記のように体動ノイズ信号を求める。そして二つのローパスフィルタ14, 15および二つの差動アンプ16, 17からなる体

動ノイズ除去回路が、上記実施例の二つの生体用電極パッドのそれぞれの体動ノイズ信号の低周波成分を原心電信号から除去して心電信号を出力する。なお、各差動アンプはその入力側に、任意の信号を差動によって相殺できるように図示しないレベル調整回路を有している。

[0032] 従って、この実施例の心電計によれば、上述の如くして十分なレベルの体動ノイズ信号と原心電信号とを得ることができ、しかも体動ノイズ信号や原心電信号の増幅率の設定も容易に行い得て、心電信号から体動の影響を充分に排除することができる。

[0033] さらに、この実施例の生体用電極パッドによれば、二枚の電極 1, 2 の積層方向でそれら二枚の電極 1, 2 の下側の外側に積層配置された導電ゲルシート 4 を具えることから、皮膚表面 S に最も近い電極 2 と皮膚表面 S との間にも導電ゲルシート 4 が介在するので、皮膚表面に最も近い電極 2 でも体動ノイズ信号電圧 V_N を検出することができ、また、電極 2 を導電ゲルシート 4 でカバーすることができる。

[0034] また、この実施例の生体用電極パッドによれば、二枚の電極 1, 2 のうち導電ゲルシート 3, 4 で挟まれる電極 2 は網状をなすものであることから、その網状の電極 2 を導電ゲルが貫通することによってその電極 2 の両側の導電ゲルシート 3, 4 の特性が揃うので、心電計において体動ノイズや原心電信号の増幅率の設定を容易に行うことができ、また平板状の電極と比較して電極 2 と導電ゲルシート 3, 4 との接触面積が増大し、しかも電極 2 が皮膚表面 S に沿って柔軟に変形するので、この点からも信号の検出レベルを高めることができる。

[0035] そして、この実施例の生体用電極パッドによれば、二枚の電極 1, 2 の積層方向で動圧安定板 5 の外側に積層配置されて動圧安定板 5 と電極 1, 2 と導電ゲルシート 3, 4 とを積層状態に保持する中間部 6 b と、その中間部 6 b に連なって、それらの電極 1, 2 の延在方向でそれら動圧安定板 5 と電極 1, 2 と導電ゲルシート 3, 4 との外側に位置するとともに粘着層 6 a を有し、中間部 6 b が保持した動圧安定板 5 と電極 1, 2 と導電ゲルシート 3,

4とを生体の所定部位の皮膚表面Sに装着する端部6cと、を有する装着シート6をさらに具備しているので、動圧安定板5と電極1, 2と導電ゲルシート3, 4とを積層状態で、生体の所定部位の皮膚表面S上に確実に維持することができる。

[0036] 図4(a)および(b)は、上記実施例の生体用電極パッドの一変形例を示す一部切り欠き斜視図および断面図であり、この変形例では、二枚の導電ゲルシート3, 4のうち皮膚表面S側の導電ゲルシート4を省略して、電極2を生体の所定部位の皮膚表面Sに直接接触させるようにするとともに、他の点では上記実施例と同様に構成している。

[0037] この変形例の構成でも、上記実施例と同様の作用効果を奏することができる、特に、二枚の電極1, 2のうち電極2は網状をなすものであることから、その網状の電極2を導電ゲルシート3の導電ゲルが貫通することによって、平板状の電極と比較して電極2と導電ゲルシート3との接触面積が増大し、しかも電極2が皮膚表面Sに沿って柔軟に変形するので、原心電信号の検出レベルを高めることができる。

[0038] 図5は、この発明の生体用電極パッドの他の一実施例を示す断面図であり、図中先の実施例と同様の部分はそれと同一の符号にて示す。この実施例の生体用電極パッドは、先の実施例の生体用電極パッドにおける下側の導電ゲルシート4の下側にさらに三枚目の電極7を積層して具備する点で先の実施例の生体用電極パッドと異なっており、他の点では先の実施例と同様に構成している。

[0039] すなわちここで、電極7は、全体として例えば金属線により形成されて概ね網状をなすとともに、その上面から突出する接続端子7aを有し、その網状部分および接続端子7aの表面が、良導電性金属である例えば塩化銀メッキにより被覆されており、その電極7の接続端子7aの軸部は外周面を絶縁被覆され、接続端子7aの先端部は、導電ゲルシート3, 4と電極1, 2と動圧安定板5との貫通孔および装着シート6の中間部6bの貫通孔に裏側から挿通されて装着シート6の表側に突出している。そして電極7は、下側の

導電ゲルシート4の粘着力により他の電極1, 2との積層状態で保持されている。

[0040] 図6は、上記実施例の生体用電極パッドを用いた、この発明の心電計の他の一実施例の構成を示すブロック線図であり、図中先の実施例と同様の部分はそれと同一の符号にて示す。この実施例の心電計では、二つの生体用電極パッドのそれぞれの電極2が第1の差分回路としての第1の差動アンプ11のみに接続され、その第1の差動アンプ11が、二つの生体用電極パッドのそれぞれの電極2からの信号同士の差分をとって増幅し、それを原心電信号として出力する。また、二つの生体用電極パッドのそれぞれについて、電極1, 7が第2の差分回路としての第2の差動アンプ12, 13にそれぞれ接続され、それら第2の差動アンプ12, 13がそれぞれ、電極1と電極7からの信号同士の差分をとって増幅し、それを体動ノイズ信号として出力する。

[0041] 上記実施例の生体用電極パッドにあっては、生体の所定部位の皮膚表面Sに当該生体用電極パッドを装着すると、図7に示すように、当該電極パッドの三枚の電極1, 2, 7が、互いに重なり合った状態で動圧安定板5により皮膚表面Sに押さえ付けられ、かつ、それらの電極1, 2間および電極2, 7間に導電ゲルシート3, 4が介在しているので、三枚の電極1, 2, 7が互いに直列に接続された状態となって、それぞれ十分な面積で信号を検出して出力する。これにより、間に挟まれた電極2が出力する体動ノイズ信号の電圧 V_N は、外側の電極1, 7が出力する体動ノイズ信号の電圧 $2V_N$ に対して、ここでの電極1, 2, 7および導電ゲルシート3, 4の枚数で定まる所定の割合、すなわち $1/2$ に低下したものとなる。

[0042] 従って、この実施例の生体用電極パッドによれば、外側の電極1, 7を体動ノイズ検出電極とするとともに間の電極2を原心電信号検出電極とすることで、それらの電極1, 2, 7でそれぞれ十分なレベルの体動ノイズ信号電圧 V_N と原心電信号電圧 V_{HN} とを検出することができ、しかも間の電極2からの体動ノイズ信号の電圧 V_N を、外側の電極1, 7が出力する体動ノイ

ズ信号の電圧 $2V_N$ に対して、電極1, 2, 7および導電ゲルシート3, 4の枚数で定まる所定の割合である $1/2$ に低下したものとすることができる。

[0043] そして上記実施例の心電計にあっては、第1の差動アンプ11が、上記実施例の二つの生体用電極パッドのそれぞれの電極2からの信号同士の差分をとって原心電信号を求め、また第2の差動アンプ12, 13が、上記実施例の二つの生体用電極パッドのそれぞれについて、電極1と電極7とからの信号同士の差分をとって上記のように体動ノイズ信号を求める。そして二つのローパスフィルタ14, 15および二つの差動アンプ16, 17からなる体動ノイズ除去回路が、上記実施例の二つの生体用電極パッドのそれぞれの体動ノイズ信号の低周波成分を原心電信号から除去して心電信号を出力する。なお、各差動アンプはその入力側に、任意の信号を差動によって相殺できるように図示しないレベル調整回路を有している。

[0044] 従って、この実施例の心電計によっても先の実施例の心電計と同様、上述の如くして十分なレベルの体動ノイズ信号と原心電信号とを得ることができ、しかも体動ノイズや原心電信号の増幅率の設定を先の実施例より容易に行い得て、心電信号から体動の影響を十分に排除することができる。

[0045] 図8は、図6に示す実施例の心電計による心電信号の計測結果を示す説明図であり、図中符号SHNは原心電信号電圧 V_{HN} による信号、SNは体動ノイズ信号電圧 V_N による信号、そしてSHは心電信号電圧 V_H による信号をそれぞれ示す。この図8から明らかなように上記実施例の心電計によれば、体動の影響を十分に排除した極めて明確な心電信号SHを出力することができる。

[0046] 以上、図示例に基づき説明したが、この発明は上述の例に限定されるものでなく特許請求の範囲の記載範囲内で適宜変更し得るものであり、この発明の生体用電極パッドでは、例えば装着シート6および剥離シートを省略し、粘着テープ等で動圧安定板5と電極1, 2と導電ゲルシート3, 4等の積層体を皮膚表面S上に固定しても良く、また電極2, 7を網状でなく布状等の

柔軟な多孔性のものや硬い多孔性のものあるいは孔なしの板としても良い。さらに動圧安定板 5 を軟質のものとしたり、動圧安定板 5 を省略して、電極 1 を動圧安定板と兼用したりしても良く、その場合に電極 1 も網状等の柔軟なものとしても良い。

[0047] またこの発明の心電計では、例えば電極 1 を原心電信号検出電極とするとともに電極 2 を体動ノイズ信号検出電極として用いても良く、さらに、従来例と同様に、グラウンド回路に接続される不関電極も用いるとともに、ハイパスフィルタも具えて、原心電信号から筋電ノイズも除去するようにしても良い。

産業上の利用可能性

[0048] かくしてこの発明の生体用電極パッドによれば、例えば、皮膚側と反対側の外側の電極を体動ノイズ検出電極とするとともに電極と皮膚との間に挟まれる電極を原心電信号検出電極としたり、あるいは皮膚側と反対側の外側の電極を原心電信号検出電極とするとともに電極と皮膚との間に挟まれる電極を体動ノイズ検出電極としたりすることで、それらの電極でそれぞれ十分なレベルの体動ノイズ信号と原心電信号とを検出することができ、しかも電極と皮膚との間に挟まれる電極からの信号を、皮膚側と反対側の外側の電極が出力する信号の電圧に対して電極および導電ゲルシートの枚数で定まる所定の割合で低下したものとすることができる。

[0049] また、この発明の生体用電極パッドを用いたこの発明の心電計によれば、上述の如くして十分なレベルの体動ノイズ信号と原心電信号とを得ることができ、しかも体動ノイズや原心電信号の増幅率の設定も容易に行い得て、心電信号から体動の影響を十分に排除することができる。

符号の説明

[0050] 1, 2, 7 電極
1 a, 2 a, 7 a 接続端子
3, 4 導電ゲルシート
5 動圧安定板

- 6 装着シート
 - 6 a 粘着層
 - 6 b 中間部
 - 6 c 外周端部
- 1 1 第1の差動アンプ
- 1 2, 1 3 第2の差動アンプ
- 1 4, 1 5 ローパスフィルタ
- 1 6, 1 7 差動アンプ
- S 皮膚表面

請求の範囲

- [請求項1] 生体の皮膚に装着される複数の生体用電極パッドを用いて検出した電気信号を処理して心電信信号を計測する心電計において、
- 前記複数の生体用電極パッドが各々、
- 互いに積層配置された複数枚の電極と、
- 前記複数枚の電極と交互に配置されてそれらの電極間に介在する導電ゲルシートと、
- を具え、
- 前記心電計が、
- 前記複数の生体用電極パッドのうちの二つの生体用電極パッドのそれぞれの、何れか一つの電極からの信号同士との差分をとって原心電信信号を求める第1の差分回路と、
- 前記二つの生体用電極パッドのそれぞれについて、何れか二つの電極からの信号同士との差分をとって体動ノイズ信号を求める第2の差分回路と、
- 前記二つの生体用電極パッドのそれぞれの体動ノイズ信号の低周波成分を前記原心電信信号から除去する体動ノイズ除去回路と、
- を具えることを特徴とする心電計。
- [請求項2] 前記二つの生体用電極パッドが各々、互いに積層配置された三枚の電極を有し、
- 前記第1の差分回路は、それら三枚の電極のうちの中間に位置する電極からの信号同士との差分をとって原心電信信号を求め、
- 前記第2の差分回路は、それら三枚の電極のうちの外側に位置する電極からの信号同士との差分をとって体動ノイズ信号を求めることを特徴とする、請求項1記載の心電計。
- [請求項3] 請求項1または2記載の心電計用の生体用電極パッドにおいて、
- 互いに積層配置された複数枚の電極と、
- 前記複数枚の電極と交互に配置されてそれらの電極間に介在する導

電ゲルシートと、

を具えることを特徴とする生体用電極パッド。

[請求項4] 前記複数枚の電極の積層方向で前記皮膚側の、それら複数枚の電極の外側に積層配置された導電ゲルシートをさらに具えることを特徴とする、請求項3記載の生体用電極パッド。

[請求項5] 前記複数枚の電極のうち少なくとも前記導電ゲルシートで挟まれる電極は網状をなすものかまたは多孔性のものであることを特徴とする、請求項3または4記載の生体用電極パッド。

[請求項6] 前記複数枚の電極の積層方向で前記皮膚側と反対側の、前記電極の外側に積層配置されて前記電極と前記導電ゲルシートとを積層状態に保持する中間部と、

前記中間部に連なり、前記複数枚の電極の延在方向でそれら電極と導電ゲルシートとの外側に位置するとともに粘着性の表面を有し、前記中間部が保持した前記電極と前記導電ゲルシートとを生体の所定部位の皮膚表面に装着する端部と、

を有する装着シートをさらに具えることを特徴とする、請求項3から5までの何れか1項記載の生体用電極パッド。

補正された請求の範囲
[2013年2月22日(22.02.2013)国際事務局受理]

- [請求項1] (補正後) 生体の皮膚に装着される複数の生体用電極パッドを用いて検出した電気信号を処理して心電信信号を計測する心電計であって、前記複数の生体用電極パッドのうちの二つの生体用電極パッドのそれぞれの、何れか一つの電極からの信号同士の差分をとって原心電信信号を求める第1の差分回路と、
- 前記二つの生体用電極パッドのそれぞれについて、何れか二つの電極からの信号同士の差分をとって体動ノイズ信号を求める第2の差分回路と、
- 前記二つの生体用電極パッドのそれぞれの体動ノイズ信号の低周波成分を前記原心電信信号から除去する体動ノイズ除去回路と、を具える心電計用の生体用電極パッドにおいて、
- 互いに積層配置された複数枚の電極と、
- 前記複数枚の電極と交互に配置されてそれらの電極間に介在する導電ゲルシートと、
- を具えることを特徴とする生体用電極パッド。
- [請求項2] (補正後) 前記二つの生体用電極パッドは各々、互いに積層配置された三枚の電極を有し、
- 前記心電計の第1の差分回路は、それら三枚の電極のうちの間位置する電極からの信号同士の差分をとって原心電信信号を求め、
- 前記心電計の第2の差分回路は、それら三枚の電極うちの両外側に位置する電極からの信号同士の差分をとって体動ノイズ信号を求めることを特徴とする、請求項1記載の生体用電極パッド。
- [請求項3] (補正後) 前記複数枚の電極の積層方向で前記皮膚側の、それら複数枚の電極の外側に積層配置された導電ゲルシートをさらに具えることを特徴とする、請求項1または2記載の生体用電極パッド。
- [請求項4] (補正後) 前記複数枚の電極のうち少なくとも前記導電ゲルシートで挟まれる電極は網状をなすものかまたは多孔性のものであることを特

徴とする、請求項1から3までの何れか1項記載の生体用電極パッド

。

[請求項5] (補正後) 前記複数枚の電極の積層方向で前記皮膚側と反対側の、前記電極の外側に積層配置されて前記電極と前記導電ゲルシートとを積層状態に保持する中間部と、

前記中間部に連なり、前記複数枚の電極の延在方向でそれら電極と導電ゲルシートとの外側に位置するとともに粘着性の表面を有し、前記中間部が保持した前記電極と前記導電ゲルシートとを生体の所定部位の皮膚表面に装着する端部と、

を有する装着シートをさらに具えることを特徴とする、請求項1から4までの何れか1項記載の生体用電極パッド。

[請求項6] (削除)

条約第19条(1)に基づく説明書

現在の請求項1および2は心電計に関し、現在の請求項3から6は生体用電極パッドに関するものである。

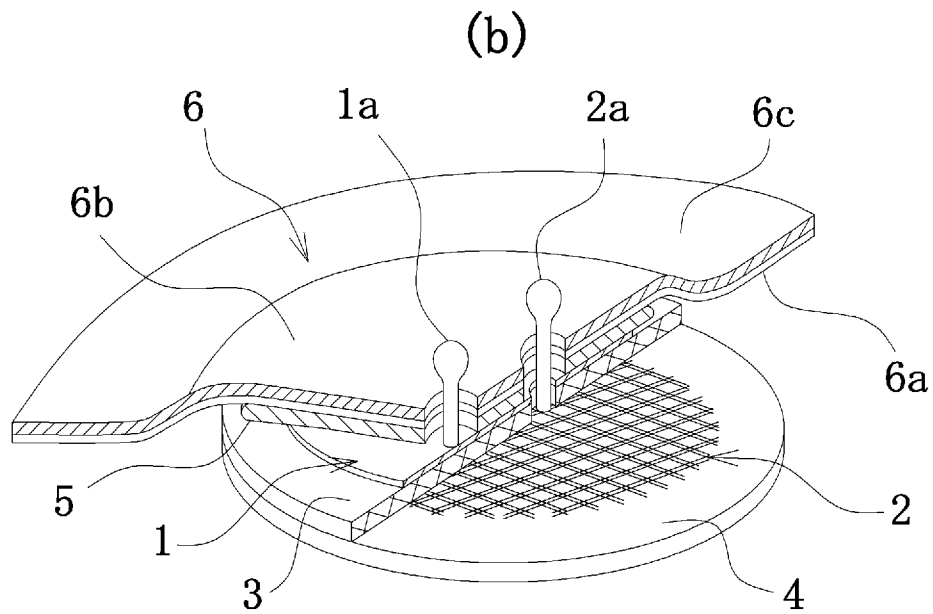
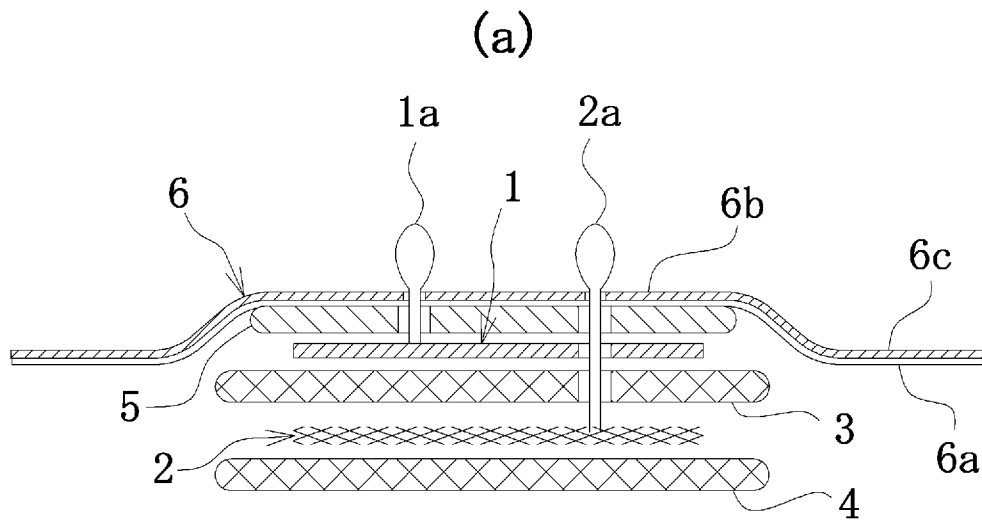
この補正においては、心電計に関する現在の請求項1, 2がキャンセルされ、生体用電極パッドに関する現在の請求項3から6が新たな請求項1から5に繰り上げられた。

新たな請求項1, 2は、現在の請求項3に対応する。なぜなら、現在の請求項3に記載された従属関係に基づいて、新たな請求項1は、現在の請求項1および3の全ての特徴を含み、一方、新たな請求項2は、新たな請求項1の従属項であって、現在の請求項2の全ての特徴を含むからである。

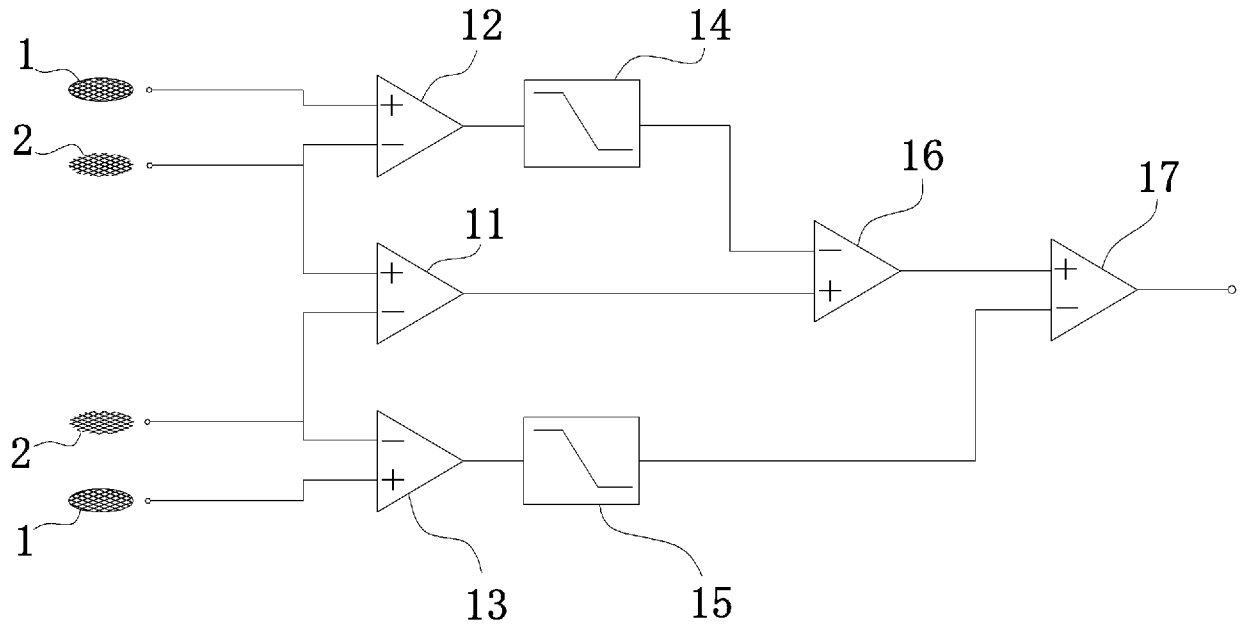
新たな請求項3から5は、現在の請求項4から6にそのまま対応する。

かくしてこの補正によれば、新たな請求項1から5には新規事項は全く追加されておらず、そして生体用電極パッドに関する請求項のみが残存している。

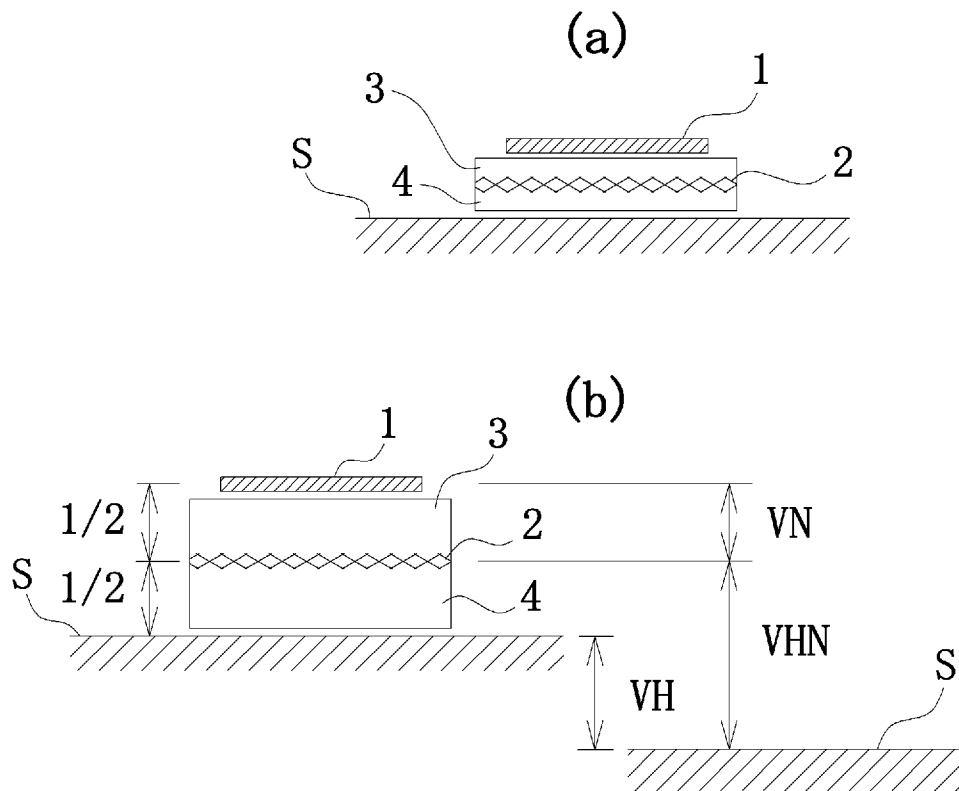
[図1]



[図2]

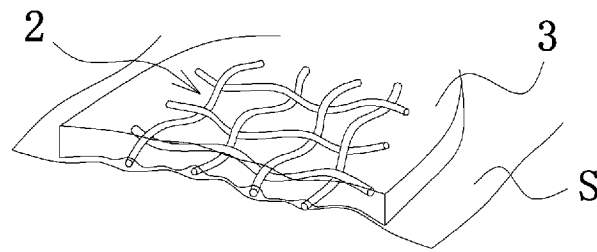


[図3]

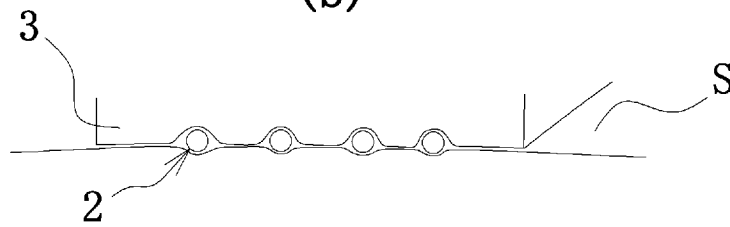


[図4]

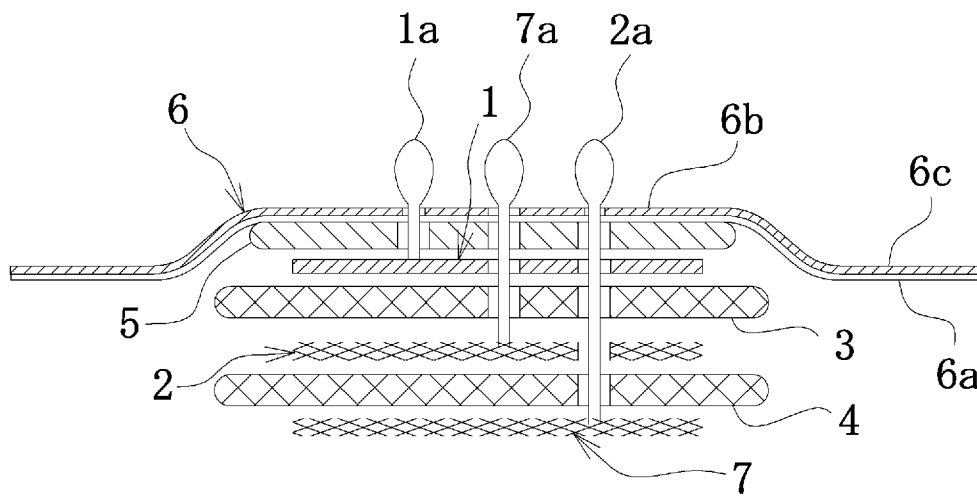
(a)



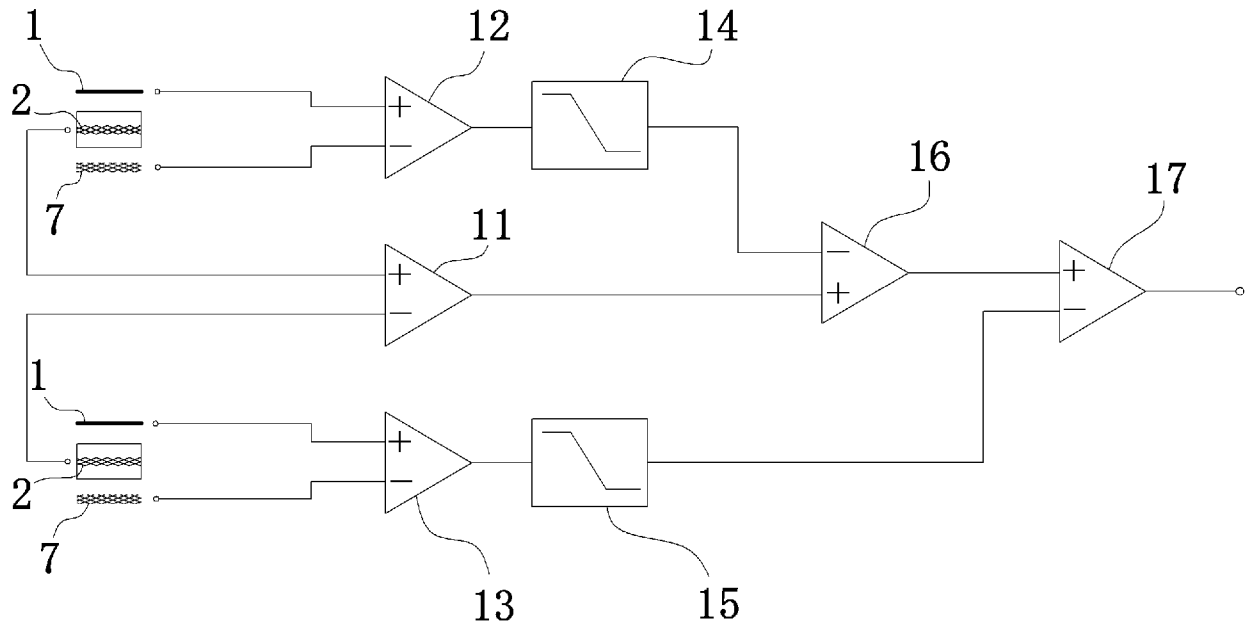
(b)



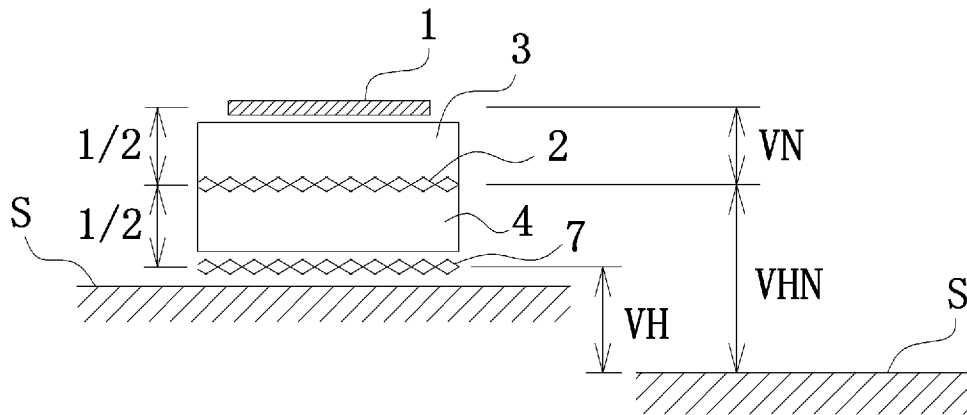
[図5]



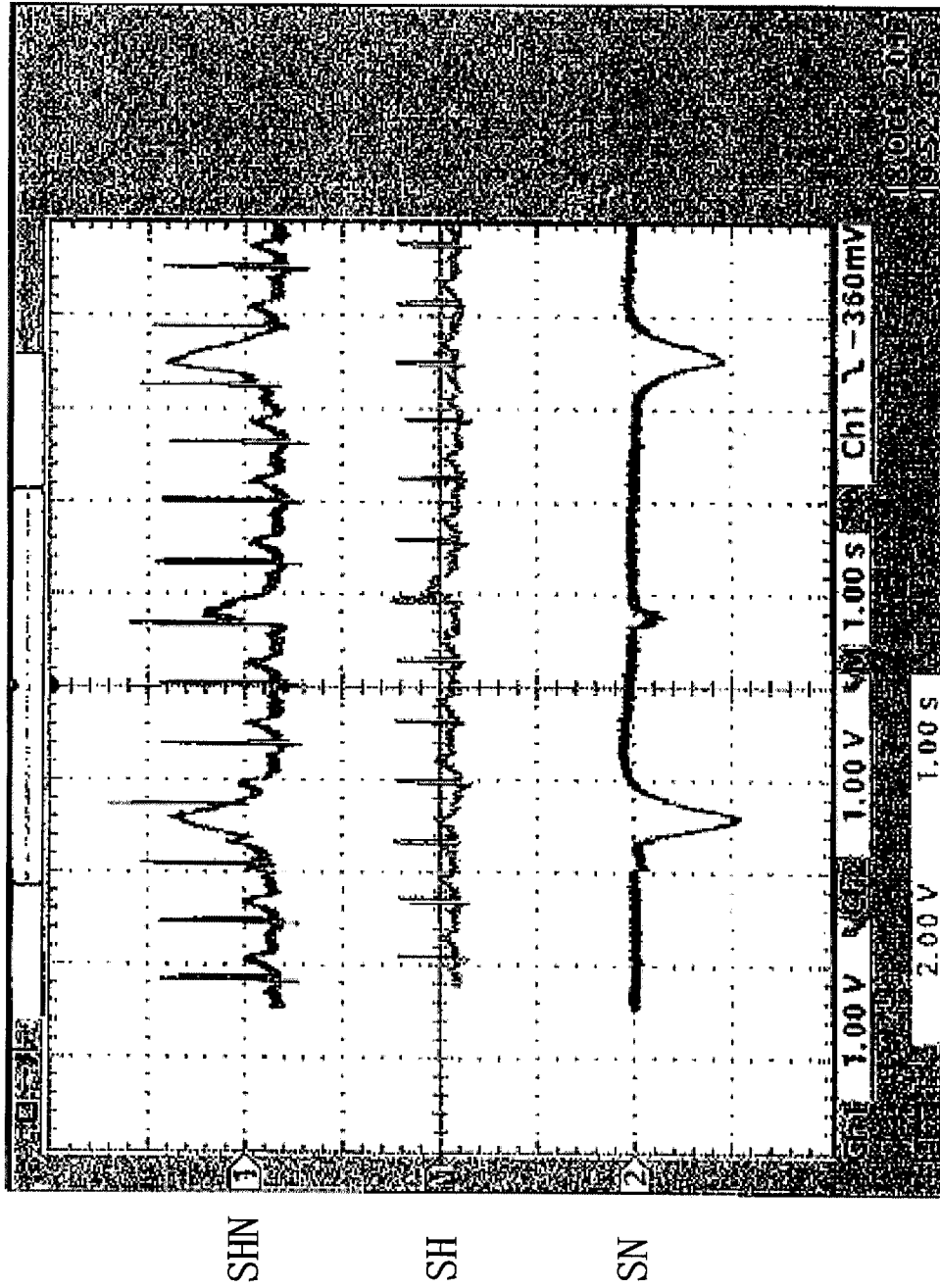
[図6]



[図7]



[圖8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/075313

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0428(2006.01) i, A61B5/0408(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/0428, A61B5/0408

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2006-231020 A (Harada Electronics Co., Ltd.), 07 September 2006 (07.09.2006), entire text; all drawings (Family: none)	1, 2

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
- "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
11 January, 2012 (11.01.12)

Date of mailing of the international search report
24 January, 2012 (24.01.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/075313

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

- 1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

- 2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

- 3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

Although various statements with respect to electrode pad for a living body are made in claims 1 and 2, the inventions of claims 1 and 2 themselves relate to mere "electrocardiograph" which does not comprise "electrode pad for a living body".

(continued to extra sheet)

- 1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
- 2. As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
- 3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

- 4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1, 2

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/075313

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet (2)

Further, although the invention of claim 3 is set forth in a form of referring to claim 1 or 2, the inventions of claim 3 and claims 4-6 referring to claim 3 themselves relate to mere "electrode pad for a living body" which does not comprise "electrocardiograph".

It is not considered that there is a same or corresponding special technical feature between the inventions of claims 1 and 2, and the inventions of claims 3-6.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. A61B5/0428 (2006.01) i, A61B5/0408 (2006.01) i

B. 調査を行った分野
 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. A61B5/0428, A61B5/0408

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの
 日本国実用新案公報 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2012年
 日本国実用新案登録公報 1996-2012年
 日本国登録実用新案公報 1994-2012年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	JP 2006-231020 A (原田電子工業株式会社) 2006.09.07, 全文、 全図 (ファミリーなし)	1, 2

C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー
 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 11.01.2012	国際調査報告の発送日 24.01.2012
--------------------------	--------------------------

国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 門田 宏	2 Q	9 2 2 4
	電話番号 03-3581-1101 内線 3292		

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、

2. 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

3. 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

請求項1, 2には、生体用電極パッドに関して種々記載されているものの、請求項1, 2に係る発明自体は、「生体用電極パッド」を含まない単なる「心電計」である。

そして、請求項3に係る発明は請求項1または2を引用する形式で記載しているものの、請求項3及びこれを引用する請求項4～6に係る発明自体は、「心電計」を含まない単なる「生体用電極パッド」である。

請求項1, 2に係る発明と、請求項3～6に係る発明との間に、同一の又は対応する特別な技術的特徴があるものとは認められない。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

請求項1, 2

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。